

2005年 5月25日 15時45分

ASAMURA 81-332705076

NO. 2995 P. 5

公知 判

④ 日本国特許庁 (JP) ⑥ 特許出願公開
 ⑤ 公開特許公報 (A) 昭61-51585

③ Int. Cl.⁴
 G 01 T 1/185
 A 61 B 6/03
 G 01 N 23/04

識別記号 厅内整理番号 ④ 公開 昭和61年(1986)3月14日
 C-8105-2G 7033-4C 2122-2G 審査請求 未請求 発明の数 1 (全 5 頁)

② 発明の名称 放射線検出装置

⑤ 特 願 昭59-173732
 ⑥ 出 願 昭59(1984)8月21日

⑦ 発明者 宇山 審一郎 東京都府中市東芝町1番地 株式会社東芝府中工場内
 ⑧ 出願人 株式会社東芝 川崎市幸区堀川町72番地
 ⑨ 代理人 弁理士 鈴江 篤彦 外2名

明細書

1. 発明の名称

放射線検出装置

2. 特許請求の範囲

(1) 放射線像から出力される放射線ビームの経路に対して多段構成をもつて配線された複数の放射線検出器と、前記放射線ビームを分割して形成される放射線通路に位置する前記各段放射線検出器の検出電子の出力を遮断的に取り込んで結合し、前記放射線の遮断密度分布を求める手段とを備え、前記放射線と多段放射線検出器の間に配線される被検体の放射線透過データを取得するようにしたことを特徴とする放射線検出装置。

(2) 各段の放射線検出器は、複数の検出電子をリング状、環状および平面状の何れか一つをもつて配線させたものである特許請求の範囲第1項記載の放射線検出装置。

3. 発明の詳細な説明

〔発明の技術分野〕

本発明は、CTスキャナなどに使用する放射線検出装置の改良に関するものである。

〔発明の技術的背景とその問題点〕

この種のCTスキャナは人体の断層像を撮影する医療診断用装置として広く利用されており、そのうち放射線検出装置は規定方式に応じて種々の形態のものが使用されている。

図6図は、従来いわゆる第4世代と称するCTスキャナに使用されている放射線検出装置であって、固定フレーム1の内側にリンク状回転フレーム2が回転可能に支持され、この回転フレーム2側には放射線源3が固定設置され、他方の固定フレーム1側には該フレーム1に沿って一列に配置させた放射線検出器4が取付けられている。さらに、CTスキャナ本体の正面側に透過程検出部5が設けられ、この透過程検出部5を駆動させて回転フレーム2の中央開口部7所定位置に挿入するようになっている。

2005年 5月25日 15時46分

ASAMURA 81-332705076

NO. 2995 P. 6

そして、以上のようにして被検体 α が散逸された後、回転フレーム β の回転により放射線源 γ を西張させながら間欠的にファン状放射線ビーム δ を被検体 α へ照射し、どのとき被検体 α を透過して出てくる放射線透過ビーム ϵ を各検出器子 $\zeta_1, \zeta_2, \dots, \zeta_n$ より得られるデータを従来周知の再構成画像処理手順により画像処理して被検体 α の断面像を作成している。図中、 ζ は放射線発生点の軌跡、 δ はデータ収集部である。

次に、第7図は、いわゆる第3世代と称するC型スキヤナの放射線検出装置を示す正面図であって、これは回転フレーム β に放射線源 γ と円弧状放射線検出器 ζ とが対向して設置され、回転フレーム β の回転によってこれら円弧面 γ, ζ を一括りに回転させてデータ収集部 δ でデータを収集する構成である。

また、第8図は工業製品およびその製品等の被検体 α を検査する放射線検出装置であって、これは第7図と同様の実施方式をとるもの、

と非常に長いものが使用される。

ところで、放射線の入射ビームが図示実験のように真正面から入射してきた場合には第9図および第10図とも問題にならないが、放射線ビームが図示点線口に示すように斜め方向から入射してきた場合には第11図に示すシンチレータ ζ の相性および大きさが問題度なのでそれほど問題はなく、線量伝達誤差が余りデータ精度に影響を与えない。しかし、第12図のようにシンチレータ ζ が近く並んでくると、機械的強度の弱さも問題となることながら、偏かの距離位置誤差が分解能の低下およびシンチレータ ζ 形状の不均質を招き、また検出器 $\zeta_1, \zeta_2, \dots, \zeta_n$ 製作に高精度が要求され、ひいては放射線の高エネルギー化が難しく困難となってくる。

〔発明の目的〕

本発明は以上のような点にかんがみてなされたもので、高エネルギー放射線を用いても放射線検出器の製作寸法精度および機械的強度をそれはど必要とすることなく、また高エネルギー

特開昭61- 51589(2)

円弧状放射線検出器 ζ として一次元検出器子アレイを用いたものである。 ζ はベルトローベアである。

ところで、上回放射線検出装置としては、人体への影響を考慮して、通常放射線源 γ から120KeVの低エネルギー放射線ビーム δ を照射するとともに、放射線検出器 $\zeta_1, \zeta_2, \dots, \zeta_n$ の一部として構成するシンチレータ ζ は第9図に示すようにその幅員が約1mm、長さが約2mmと十分な幅かい寸法のものが使用される。特に、低エネルギー放射線の場合、以上のような幅かい寸法のシンチレータ ζ であっても放射線ビーム δ の捕捉率を十分上げることができる。図中、 ζ はアートダイオード、 ζ は遮光材、 ζ は面板である。

しかし、工業製品を検査する場合、医療用と異なって例えば420KeVの高エネルギー放射線ビーム δ を使用する例が多いが、この場合には放射線ビーム δ の捕捉率を維持するために、第10図に示すようにその長さ ζ が約25mm

放射線データを初期よく検出できる放射線検出装置を提供することにある。

【発明の概要】

本発明は、放射線ビームの入射位置に対しても、一次元検出器 ζ を多層に配置して各層放射線検出器 ζ の検出力を組合せて放射線の空間分布分布を求めて高エネルギーの放射線データを得る放射線検出装置である。

【発明の実施例】

以下、本発明実施の実施例について説明する。第1図および第2図は本発明実施の第1の実施例を示す圖であって、この装置はフレーム β に回転可能に、または回転フレーム β に固定せず、自身に放射線源 γ が設けられ、回転放射源部 γ からの制御信号により回転放射部(図示せず)が回転して放射線源 γ を一向にわたって正面または逆転するようになっている。図中、 ζ は放射線発生点の軌跡 ζ の外側に位置してフレーム β に多段の検出器子 $\zeta_1, \zeta_2, \dots, \zeta_n$ を同心リング状に配列した複数の放射線検出器

2005年5月25日 15時47分

ASAMURA 81-332705076

NO. 2995 P. 7

特開昭61- 51585(3)

25～28が放射線ビームズの入射方向に対して多段構成となるように設計されている。各放射線検出器25～28の検出素子5, 6, 7, 8は例えば放電例熱9図で示すように素子上にシートレーラとフォトダイオードアレイとを組合せて構成され、その寸法は例文は幅が1mm、長さが2mmのものが使用される。前記フレーム21の構成中央部には開口部20が形成され、開口部20内に遮光装置10が設置され、ターブル31が被検体32を設置せしめて固定されるようになっている。

さらに、各放射線検出器25～28の出力側には各検出器5, 6, 7, 8ごとのデータ収集部(図示せず)が設けられ、ここで各検出器の検出素子5, 6, 7, 8ごとのアナログデータをデジタル化してコンピュータなどにより構成されている断層像作成装置11に送出される。なお、各データ収集部は例えば各検出器25～28の下部または必要な個所に設置されるものとし、また断層像作成装置11は前記

よきに述べられる。この断層像作成装置11では、各検出器5, 6, 7, 8に対応するデータ収集部からのデータを選択的に結合し、多段の放射線通路についてデータを得るものである。

次に、第2回を参照して各検出素子5, 6, 7, 8の出力の結合について述べる。先ず、1つの放射線通路20, 11の放射線強度Iについて式をもって表わすと、

$$I = I_{11} + I_{12} + I_{13}$$

となる。上式において I_{11} は1列、1番目の検出素子の出力を意味し、 I_{12} は当該検出素子の幾何学的乗数を示す。また、 I_{13} は放射線通路20, 11に位置する各検出素子例えば $I_{11}, I_{12}, I_{13}, I_{14}, I_{15}, I_{16}, I_{17}, I_{18}$ の放射線強度を過剰して結合することにより總放射線強度を得ることを示している。幾何学的乗数 μ_{ij} は、放射線源位置、放射線通路位置、放射線エネルギー分布、各検出器25～28の放射線エネルギー分布効率によって定まるものである。即ち、

手段。圖像再構成処理手段および中央演算処理計算ユニット、圖像メモリなどで構成されている。30は放射線加算部、31はCFTディスクライナライ装置である。

従って、以上のような装置においては、データ収集装置、断層像作成装置11からの指令に基づいて圖像構成装置22から回転駆動部を介して放射線源10より所定の回転速度をもって連続的または間欠的に回転され、同じく矢量33の指令の下に放射線加算部31より運動信号を受けて放射線源10からファン状放射線ビームズが被検体32に間欠的に照射される。この放射線ビームズの照射は放射線源10が所定角度回転する毎に行なわれ、かつ一回転が間隔をもて行なわれるものである。

このようにして用射された放射線ビームズは被検体32を通して出力され、各放射線検出器25～28の各検出素子5, 6, 7, 8によって検出され、各検出素子5, 6, 7, 8ごとに各データ収集部に上りデータ収集されて断層像作成装置

放射線源10の回転走査時、エンコーダなどによって回転角度が検出され、これが圖像構成装置22を通じて断層像作成装置11で相殺されているので、放射線源位置は逐次知らんことができる。しかも、この放射線源位置が分りかつ放射線ビームズのファン角度が予め知っているので、放射線通路位置およびその位置に與する各検出器25～28の検出素子を知ることができる。つまり、放射線位置に応じて予め選択すべき各検出素子を特定できる。さらに、放射線位置が測定されれば、選択すべき各検出素子とともに放射線ビームを全體として受けれるか否いは一部として受けれる場合には放射線通路の傾きなどから各検出素子の寄与率が判るので、予め μ_{ij} を定めることができる。

従って、本装置は、以上のようにして各放射線通路20, 11, ..., 18ごとに各検出素子の出力を結合させて放射線強度データを得、これらのデータを組みて放射線の空間強度分布を求めることが可能となり、そして、この空間強度分布データか

2005年 5月25日 15時48分

ASAMURA 81-332705076

NO.2995 P. 8

多回像再構成処理手段を用いて被検体よりの断面像を作成することができる。

従って、以上のような構成によれば、放射線ビームの入射方向に対して被検のリビング被検出器 51-22 を多段構成をもって配列したので、各検出器子 51-23 の寸法は任ニキルギー放射線ビームの場合は同等のものでよく、機械的堅度および寸法精度に対してそれほど難易度を要求されない。また、各段の検出器 51-23 により個別に放射線を受けるので、高エネルギー放射線を高効率で捕捉でき、被検体 51-22 からの放射線遮蔽データを精度よく検出することができる。特に、本装置においては、放射線発生点が移動しても同一の精度で検出することができる。

次に、第3図は本発明装置の第2の実施例を示す図である。この実施例は、第3世代のCTスキャナに適用したもので、具体的には固定フレーム 51-11 の内側に回転可視に回転フレーム 51-12 が抜けられ、この回転フレーム 51-12 に放射線源

～51-14 の下部にデータ収集部 51-15 を設けたものである。なお、この各放射線検出器 51-1-51-14 は、遮光材 51-15 で複数の区分に仕切られ、かつ各区分内には二次元シンケレータアレイ 51-16 と二次元光検出器子 51-17 C とが互換して結合された構成である。との構成のものは、放射線源 51-12 を一回転させてデータを収集することにより、被検体 51-22 の断面方向における複数の断面像を作成することができる。

なお、第3世代および第4世代のCTスキャナについての適用例について述べたが、他の方式例えば第2世代のものにも同様に適用できる。されば、CTスキャナ以外の検査装置についても適用できることは言うまでもない。

(発明の効果)

以上詳記したように本発明によれば、高エネルギー放射線を用いた場合でも放射線の捕獲効率を高め、被検体からの放射線遮蔽データを高精度に検出できる放射線検出装置を提供できる。

特開昭61- 51585(4)

かかるに、この放射線源 51-22 から照射される放射線ビーム 51-23 の入射方向に対して複数の直線状放射線検出器 51-1-51-17 が被検体 51-22 の周りを一体的に回転しながら、放射線源 51-22 からファン状放射線ビーム 51-23 が被検体 51-22 へ恒久的に照射される。そして、このとき、被検体 51-22 を透過して出力される放射線遮蔽データは各放射線検出器 51-1-51-17 の各検出器子により検出され、かつデータ収集部により各検出器子ごとの検出データが収集されて断面像作成装置 51-18 に送達される。ここでは、第1回および第2回で説明したと同様の手段によって被検体 51-22 の断面像が作成される。

次に、第4図は本発明装置の第3の実施例を示す図であって、これは平面状をなす二次元放射線検出器 51-1-51-14 を多段構成をもって配列する構成ともに、各段の二次元放射線検出器 51-1-51-14 を回転する構成である。

（図面の省略たる説明）

第1回および第2回は第4世代CTエキナに適用した本発明装置の第1の実施例を説明するための図であって、第1図は正面図、第2図は放射線源と各段放射線検出器の各検出器子との関係を示す図、第3図は第3世代CTスキャナに適用した本発明装置の第2の実施例を示す正面図、第4図は平面状二次元放射線検出器を用いた本発明装置の第3の実施例を説明する概略構成図、第5図は第4図に示す放射線検出器の具体的構成図、第6図ないし第8図はそれそれ従来装置を構成する構成図、第9図および第10図は従来装置の不具合を説明するための図である。

51-1…フレーム、51-2…放射線源、51-3…遮光材、51-4…放射線検出器、51-5…被検体、51-6…固定フレーム、51-7…回転フレーム、51-8A…遮光材、51-8B…シンケレータアレイ、51-9…光検出器子アレイ。

出版人代理人 井植士 兵江式彦

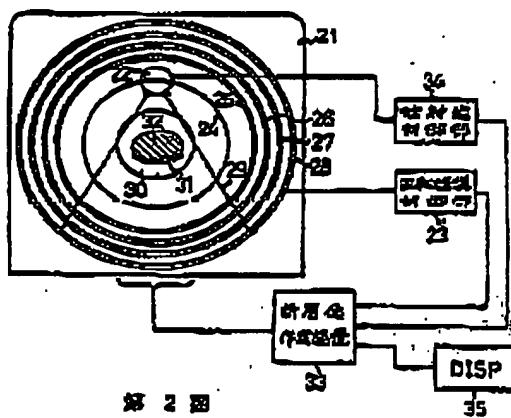
2005年 5月25日 15時49分

ASAMURA 81-332705076

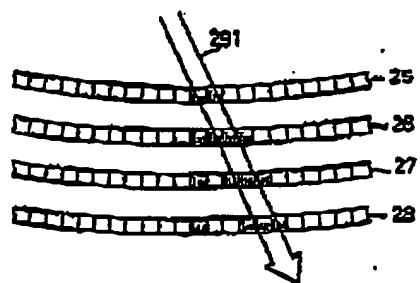
NO. 2995 P. 9

特許第61- 51585(5)

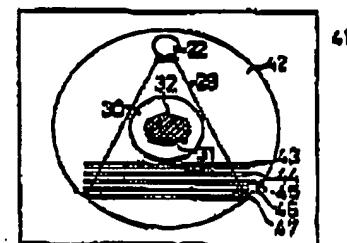
第1図



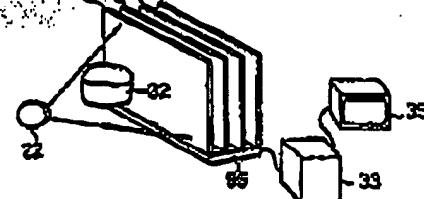
第2図



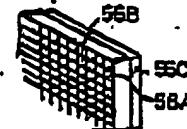
第3図



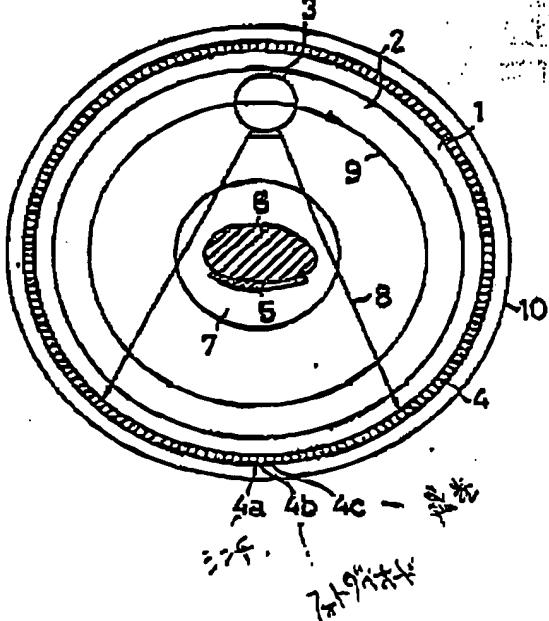
第4図



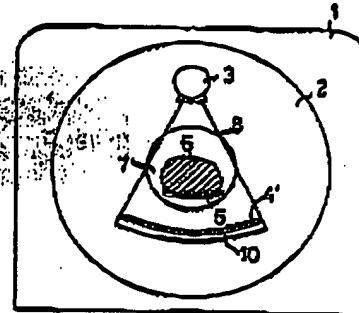
第5図 検出器 61-1114



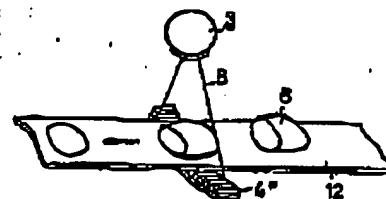
第6図



第7図



第8図



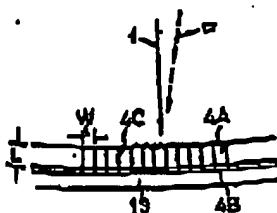
2005年 5月25日 15時50分

ASAMURA 81-332705076

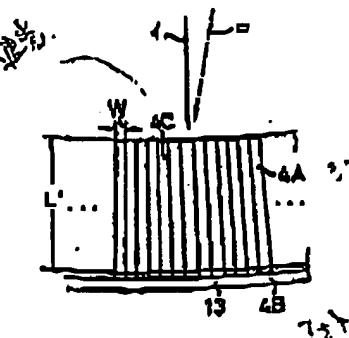
NO. 2995 P. 10

特許第61-51585(6)

第9図



第10図



手続補正書

昭和 60. 7. 17.

特許庁長官 みだり 宗政

1. 事件の表示

特許第61-173738号

2. 発明の名件

改修駆逐出装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

(307) 明誠会社 本店

4. 代理人

民法 東京都渋谷区渋谷ノ内1丁目5号 渋谷ビル
子 03-5423-3181(代表)
氏名 水野 勝江 公威 EDDIE

5. 目的補正

6. 補正の対象

明誠会社

60. 7. 17
支那

7. 補正の内容

① 明細書第3頁第20行目ないし第4頁第3行目の「これは第7回...コンペアである。」とあるを「これはいわゆるクインセシナー式起動器であり、附属状態附設出装置」と成る様式とは固定されその間を被操作体にかべルトコンペア22で遮断移動することで起動が行なわれる。」と訂正する。

② 明細書第13頁第2行目の「61-555」とあるを「61-554」と訂正する。

③ 明細書第23頁第5行目ないし同頁第9行目の「改修駆逐装置...作成することができる」とあるを「萬能モルダ...駆除装置を用いた被操作体の通過性を有する装置といわゆる改修駆逐装置」とある」と訂正する。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.